

حساب جرع الأعضاء الداخلية في التصوير المدمج PET/CT باستخدام الكود MCNP ونموذج MIRD

أ.د. نقولا ابو عيسى*

د. رنا الحلاق**

الملخص

طرحت فكرة قياس العمليات البيولوجية والبيوكيميائية الحيوية في الجسم الحي في ثلاثينيات القرن الماضي عندما تم اكتشاف النكليدات المشعة المنتجة صناعياً مثل الكربون، النتروجين، الاكسجين، التي تتحلل بإنبعاث إشعاع خارجي يمكن التقاطه وتصوير باستخدام أجهزة PET.

في هذا البحث سوف نستعرض أهم النكليدات المشعة المستخدمة في التصوير الومضاني PET، إضافة إلى قياس جرعة الأعضاء الداخلية في الجسم عند التصوير المدمج PET/CT باستخدام الفانتوم الحاسوبي MIRD ومود المحاكاة الإشعاعية MCNP لمنطقة الدماغ باستخدام جهاز التصوير المحوسب CT والتصوير الومضاني PET للنظير المشع ^{18}F ضمن المركب الصيدلاني ^{18}FDG .

النتائج: وجد نتيجة الدراسة أن أعظم قيمة للجرعة الفعالة عند التصوير المدمج PET/CT تكون في منطقة الدماغ 0.418 mSv ، والغدة الدرقية 0.419 mSv ، يليهما منطقة الجلد للرأس والرقبة حيث تبلغ الجرعة الفعالة 0.362 mSv ثم منطقة الصدر 0.331 mSv.

الكلمات المفتاحية: تصوير مدمج PET/CT، كود المحاكاة الإشعاعية MCNP، نموذج MIRD، الجرعة الفعالة.

* أستاذ - قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

** مدرس - كلية الصيدلة - الجامعة السورية الخاصة.

Calculating effective dose in PET/CT scan using MCNP code and MIRD phantom

Prof. Nikola Abo Isaa*

Dr. Rana Al halak**

Abstract

The idea of measuring biological and biochemical processes in vivo was put forward in the thirties of the last century when industrially produced radionuclides such as carbon, nitrogen, and oxygen were discovered, which decompose by emitting external radiation that can be captured and photographed using PET devices.

In this research, we will review the most important radionuclides used in PET scintigraphy, in addition to measuring the dose of internal organs in the body when using PET scintigraphy using the computer phantom MIRD and the MCNP code for brain PET/CT scan resulting from ^{18}F -FDG (^{18}F -2-deoxy-D-glucose)

Results: From study, we found that the maximum effective dose value when combined with PET/CT scans is in the brain region 0.418 mSv, and in the thyroid gland 0.419 mSv, followed by the skin region of the head and neck where the effective dose is 0.362 mSv, then the chest region 0.331 mSv.

Key Words: PET/CT scan, MCNP code, MIRD phantom, effective dose.

* Prof - Biomedical Department - Faculty Mechanical and Electrical - Damascus University.

** PhD- Faculty of Pharmacy- Syrian Private University.

1- المقدمة

الجسم وقد تكون هذه المركبات بسيطة التركيب مثل:

$^{11}\text{CO}_2$, ^{11}CO , C^{15}O , C^{15}O_2 , H_2^{15}O
أو ذات تركيبة أكثر تعقيداً مثل
 ^{18}FDG , $^{18}\text{F} - \text{DOPA}$, ^{18}FLT , $^{11}\text{CH}_4$...

يتكون نظام التصوير بالإصدار البوزيتروني PET من مجموعة من الكواشف ونظام حاسوبي بهدف التقاط الإشارات الناتجة عن الكواشف وإعادة بناء الصورة. في أنظمة التصوير الحديثة تتألف الكاميرا من كاشف ومضاني scintillator مقسم إلى 8x8 مجموعة من الكواشف الثانوية التي تتم قراءة الإشارة فيها باستخدام أنابيب المضاعف الفوتوني photomultiplier tubes (PMTs). تتحد الإشارة الومضانية في الكواشف الفرعية من خلال جمع وطرح الإشارات الناتجة عن أنابيب المضاعف الفوتوني. حيث يتم تصوير من 31-63 مستوى في وقت واحد بدقة مكانية تصل إلى 4-7 mm FWHM اعتماداً على التصميم المحدد لجهاز التصوير.

تتوفر الأجهزة والبرامج للحصول على البيانات وإعادة بناء الصورة ومعالجة الصور. يمكن لكاميرات البوزيترون قياس النشاط الإشعاعي من حيث القيمة المطلقة، Bq / pixel، وهي ميزة فريدة من نوعها. وهذا ممكن باستخدام تقنيات تسمح بتصحيح توهين الإشعاع داخل جسم المريض. يتم إجراء هذا التصحيح عن طريق إنشاء "صورة إرسال" فردية بمصدر انبعاث بوزيتروني خارجي، ويمكن أيضاً استخدام صورة الإرسال الفردية هذه لتصحيح الإشعاع المتبعثر الموجود في الصورة بعد الحصول على صورة ثلاثية الأبعاد. هذا المصدر الخارجي مدمج في الكاميرا ويمكن

طرحت فكرة قياس العمليات البيولوجية والبيوكيميائية الحيوية في الجسم الحي في ثلاثينيات القرن الماضي عندما تم اكتشاف النكليدات المشعة المنتجة صناعياً مثل الكربون، النترجين، الأكسجين، التي تتحلل بانبعاث إشعاع خارجي يمكن التقاطه وتصوير باستخدام أجهزة خاصة، [1]. [2].

حيث تتحلل هذه النكليدات بإصدار البوزيترون الذي يفنى عند تفاعله مع الإلكترون لينتج أشعة غاما بطاقة 511 keV. لا يمكن أن تتحقق فكرة التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني (PET) إلا عندما تتوفر أجهزة الكشف عن التلاؤ غير العضوي للكشف عن إشعاع، والإلكترونات الخاصة بقياسات المصادفة، وقدرة الكمبيوتر على الحصول على البيانات وإعادة بناء الصورة. لهذا السبب، بدأ التطوير التقني للتصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني باعتباره تخصصاً وظيفياً في التصوير الحي منذ حوالي 30 عاماً.

يستخدم نظام التصوير PET النظائر المشعة ذات عمر النصف القصير ومنها ^{11}C ($t_{\frac{1}{2}} = 20\text{min}$)، ^{13}N ($t_{\frac{1}{2}} = 10\text{min}$)، ^{15}O ($t_{\frac{1}{2}} = 2\text{min}$)، ^{18}F ($t_{\frac{1}{2}} = 110\text{min}$)

يتم الحصول على هذه النظائر إما من خلال مولدات النظائر المشعة أو من خلال مسرعات الجسيمات المشحونة ومنها مسرع السيكلترون.

يتم استخدام النظائر المشعة مع مركبات كيميائية على شكل مركبات صيدلانية إشعاعية من أجل حقنها داخل

1.1 استخدام المسرعات في إنتاج النظائر المشعة

المستخدمة في نظام التصوير PET

يمكن استخدام مسرع السيكلترون للحصول على

النظائر المشعة الأساسية

^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F وذلك ضمن مجال

الطاقة 10-20 MeV بسبب التكلفة الاقتصادية

والامكانيات المتوفرة مقارنة بالمسرعات الخطية.

يبين الجدول (1) التفاعلات المعتمدة على المسرع

للحصول على المركبات الصيدلانية المشعة

لأجهزة التصوير PET.

تمديده من صندوق التخزين المحمي جيداً. في

الوقت الحالي أحدث التطورات هي الجمع التصوير

المقطعي المحوسب CT والتصوير بالإصدار

البوزيتروني PET في وحدة PET / CT، حيث

يستخدم التصوير المقطعي في هذه الحالة لتصحيح

التوهين في صور PET، من خلال تجزئة صور

CT وإدخال معاملات التوهين المصححة عند

الطاقة 511 keV.

الجدول (1) التفاعلات المعتمدة على المسرع للحصول على المركبات الصيدلانية المشعة لأجهزة التصوير PET.

Nuclear reaction	Q-value	Target	Product
$^{14}\text{N}(p,\alpha)^{11}\text{C}$	- 2.9 MeV	$\text{N}_2 (+\text{O}_2)$	$^{11}\text{CO}_2$
$^{16}\text{O}(p,\alpha)^{13}\text{N}$	-5.2 MeV	$^6\text{H}_2\text{O}$ + EtOH	$^{13}\text{NO}_3$, $^{13}\text{NO}_2$ $^{13}\text{NH}_3$
$^{14}\text{N}(d,n)^{15}\text{O}$	+ 5.1 MeV	$\text{N}_2 (+\text{O}_2)$	$^{15}\text{O}_2$
$^{15}\text{N}(p,n)^{15}\text{O}$	- 3.5 MeV	$^{15}\text{N}_2 (+\text{O}_2)$	$^{15}\text{O}_2$
$^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$	- 2.4 MeV	H_2^{18}O $^{18}\text{O}_2 (+\text{F}_2)$	$^{18}\text{F}^-$ $^{18}\text{F}_2$
$^{20}\text{Ne}(d,\alpha)^{18}\text{F}$	+ 2.8 MeV	$\text{Ne} (+\text{F}_2)$	$^{18}\text{F}_2$

$$A(Bq) = N_0\lambda ; \lambda = \frac{\ln 2}{t_{1/2}}$$

يبين الجدول (2) النشاط النوعية الأعظمية لبعض

النكليدات المشعة المستخدمة في أجهزة التصوير

PET.

الجدول (2) النشاط النوعية الأعظمية لبعض النكليدات المشعة المستخدمة في أجهزة التصوير PET.

Radionuclide	Specific activity
^{11}C	$9.2 * 10^9 \text{ Ci/mol} = 340 \text{ TBq/}\mu\text{mol}$
^{13}N	$1.9 * 10^{10} \text{ Ci/mol} = 680 \text{ TBq/}\mu\text{mol}$
^{15}O	$9.2 * 10^{10} \text{ Ci/mol} = 3400 \text{ TBq/}\mu\text{mol}$
^{18}F	$1.7 * 10^9 \text{ Ci/mol} = 63 \text{ TBq/}\mu\text{mol}$
^{14}C	$6.2 * 10^1 \text{ Ci/mol} = 2.3 \text{ MBq/}\mu\text{mol}$

تعرف النشاط النوعية Specific activity بأنها

كمية النشاط الإشعاعي لكل جرام أو مول، نظرياً

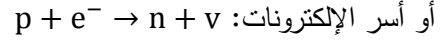
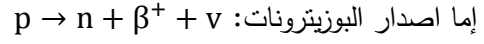
يرتبط الحد الأعظمي للنشاط بعدد النويدات المشعة

من خلال العلاقة:

PET، بعد ذلك استخدمت عوضاً عنها بلورة جيرمنيت البيزموث (Bi₄Ge₃O₁₂ BGO) نظراً لكفاءتها المرتفعة الناتجة عن كثافتها المرتفعة والعدد الذري المرتفع، ويزيد المردود الضوئي لبلورة BGO بحوالي 15% عن بلورة NaI. حديثاً استخدمت بلورة سيليكات الغادولينيوم (Gd₂SiO₅ GSO) مردودها الضوئي أفضل بحوالي 25% من بلورة NaI. كما تستخدم بلورة سيليكات اللوتيتوم (Lu₂SiO₅ LSO) والتي تتميز بمردود ضوئي يزيد بحوالي 75% عن بلورة NaI وزمن تحلل قصير مما يعطي معدل عد مرتفع. يبين الجدول (3) خصائص البلورات المستخدمة في الكواشف في التصوير الومضاني PET

1.2 المسح بالاصدار البوزيتروني PET.

تتحل النويدات المشعة التي تعاني من نقص في النترونات من خلال:



إلا أن التفاعل الأول (إصدار البوزيترونات) يحدث عند الطاقات الأعلى أو تساوي ($= 2m_0c^2$) 1022 keV) وإلا سوف يكون تفاعل أسر الإلكترونات هو المسيطر. يتباطأ البوزيترون نتيجة التصادمات مع نوى الوسط ليلتقط الكترون في نهاية المسار وفق تفاعل فناء (annihilation)، لينتج عن ذلك كميتي متساويتين ومتعاكستين بالجهة من الطاقة (أشعة غاما) كل منها بطاقة 511 KeV.

حتى العام 1983 استخدمت بلورة NaI (يوديد الصوديوم) للكشف الومضاني في أجهزة التصوير

الجدول (3) خصائص البلورات المستخدمة في الكواشف في التصوير الومضاني PET

Detector material	NaI	BGO	GSO	LSO
Density (g/cm ³)	3.67	7.13	6.7	7.4
Eff At number	51	75	59	66
Hygroscopic	y	n	n	n
Decay time (ns)	230	300	56/600	40
Rel light yield	100	15	25	75
Energy resolution ^{*)}	7.8%	10.1%	9.5%	10%

*) NB: These numbers are for a single crystal with PMT.



الشكل (1) ماسح ضوئي PET / CT المدمج

المصدر لكل عضو واستخدامه كمدخل لبرنامج حاسوبي الكمبيوتر.

1. التشخيص الإشعاعي باستخدام منظومة

PET/CT

تلعب عملية دمج جهاز التصوير الومضاني PET والتصوير المحوسب CT دور هام في كشف العديد من الأمراض، ألا أنه يترافق بجرعة مرتفعة نسبياً يتلقاها المريض نتيجة الجرعة الداخلية الناتجة عن الصيدلانيات المشعة المستخدمة في التصوير الومضاني PET والجرعة الخارجية المرافقة للتصوير المحوسب CT [2].

لذلك من الضروري دراسة الجرعة الناتجة عن هذا الفحص والتي تختلف من مركز لآخر لاختلاف بارامترات جهاز PET، النشاطية الإشعاعية، البنية الفيزيولوجية للمريض، إضافة إلى اختلاف بارامترات جهاز التصوير المحوسب CT.

2. هدف الدراسة:

دراسة جرعة الأعضاء الداخلية الناتجة عن الفحص المدمج PET/CT المنجزة باستخدام المركب الصيدلاني ^{18}FDG لمنطقة الدماغ.

1.3 قياس الجرعات Dosimetry

تقدم اللجنة الدولية للحماية من الإشعاع (ICRP) توصيات دولية بشأن الحماية من الإشعاع. توفر منشورات اللجنة الدولية للحماية الإشعاعية ICRP جميع المعلومات ذات الصلة. يمكن حساب جرعة الإشعاع في دراسة PET وفقاً للوصفة التي طورتها لجنة جرعة الإشعاع الداخلي الطبية (MIRD) التابعة لجمعية الطب النووي (SNM). يتعامل نظام MIRD مع مفهوم الأعضاء المصدر والهدف.

كل عضو هو هدف للإشعاع من المستحضرات الصيدلانية المشعة المترسبة في الجسم. العضو الذي يحتوي على نشاط إشعاعي ليس فقط مصدراً ولكن أيضاً هدفاً بسبب التشعيع الذاتي. تعتمد جرعة الإشعاع التي تتلقاها الأعضاء المستهدفة على شكل العضو وحجمه داخل الجسم وطبيعة الإشعاع وطاقته وبالطبع على مسار الأدوية الإشعاعية المستخدمة. يمكن تحديد جرعة الإشعاع لكل دواء إشعاعي عن طريق قياس النشاط الإشعاعي لكل عضو بدلالة الزمن. من خلال هذه القياسات ، يمكن حساب منحنى النشاط لمنطقة

3. المواد المستخدمة في الدراسة:

4.1 كود المحاكاة الإشعاعية MCNP

طرائق مونتج كارلو هي إحدى طرائق الإحصاء الرياضي والاحتمالات تتكون هذه الطرائق من مجموعة من الخوارزميات الحسابية تعتمد على تكرار العمليات الحسابية انطلاقاً من قيم بدائية عشوائية حتى الوصول لحل المسألة. وكلما زادت عدد مرات التكرار ازدادت دقة النتائج. يعد الكود MCNP (Monte Carlo N-Particle code) من أشهر الكودات الحاسوبية التي تعتمد طرائق مونتج كارلو في الحساب، هذا الكود مبني بلغة الفورتران حيث يمكن استخدام الكود MCNP في دراسة تدرج المنشآت الإشعاعية المختلفة، دراسة الطيف الطاقي للأشعة الصادرة عن المصادر والمصادر الإشعاعية المختلفة (للنوترونات، الفوتونات، الإلكترونات)، الكشف عن الأشعة، تقدير كفاءة كاشف، تعيين مقدار عد الجسيمات في نقطة، معدل تدفق الجسيمات عند نقطة أو سطح أو داخل خلية، حساب الطاقة المودعة، الجرعة الممتصة، الجرعة الإشعاعية الناتجة عن التعرض لأنواع الإشعاعات المختلفة، حساب النشاطية الإشعاعية للمواد والعناصر. إضافة إلى العديد من المسائل الأخرى التي يمكن دراستها باستخدام الكود [3].

4.2 الفانتوم الرياضي MIRD

استخدم الفانتوم الرياضي لمحاكاة تفاعل الأشعة المؤينة المختلفة مع أعضاء الجسم البشري

باستعمال طرائق مونتج كارلو [4]. يتضمن هذا الفانتوم المعلومات التشريحية الدقيقة لجسم الإنسان ويمثل في تركيبه الكثافة والتركيبية الكيميائية لأعضاء الهامة في جسم الإنسان. ابتكر أول نموذج لهذا النوع من الفانتومات في ستينيات القرن الماضي حيث اعتمد في تصميمه على الأشكال الهندسية البسيطة كأسطوانات والقطع الناقصة والأشكال المخروطية، والتي استعملت لتشكيل فانتومات للبالغين وأخرى خاصة بالأطفال. في السبعينيات من القرن الماضي صمم أول نموذج متباين من حيث التركيب، استعمل لقياس الجرعات الداخلية في الطب النووي (Medical Internal Radiation Dose (MIRD) وذلك باستعمال المعلومات التشريحية للرجل المرجعي (Reference man) الموصى بها من قبل اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية ICRP.

حيث تمت محاكاة الجسم والأعضاء باستعمال الأشكال الهندسية البسيطة كالمستويات والقطع والأسطوانات الموصفة وفقاً لمعادلات رياضية تحدد شكل كل عضو من الأعضاء [5]. يمكن تمييز ثلاث مناطق أساسية من حيث الكثافة في هذا الفانتوم: الهيكل العظمي، النسيج اللينة، الرئة. يعطى الجدول (4) التركيب الكيميائي وكثافة كل نسيج لكافة أنواع الفانتومات (باستثناء الطفل حديث الولادة) [6].

الجدول (4) تركيبة النسيج المختلفة الداخلة في تركيب الفانتومات باستثناء الطفل حديث الولادة [6]

Percent by weight النسبة المئوية الوزنية			
(soft tissue) النسيج اللينة	(skeleton) الهيكل العظمي	(Lung) الرئة	(element) العنصر
10.454	7.337	10.134	H
22.663	25.475	10.238	C
2.490	3.057	2.866	N
63.525	47.893	75.752	O
0	0.025	0	F
0.112	0.326	0.184	Na
0.013	0.112	0.007	Mg
0.030	0.002	0.006	Si
0.134	5.095	0.080	P
0.204	0.173	0.225	S
0.133	0.143	0.266	Cl
0.208	0.153	0.194	K
0.024	10.190	0.009	Ca
0.005	0.008	0.037	Fe
0.003	0.005	0.001	Zn
0.001	0.002	0.001	Rb
0	0.003	0	Sr
0.001	0	0	Zr
0	0.001	0	Pb
1.04 g/cm ³	1.4 g/cm ³	0.296 g/cm ³	Density الكثافة

منطقة الجذع Trunk

يمثل الجذع في هذا الفانتوم (باستثناء الثديين) بمجسم اسطوانة ذات مقطع إهليلجي (قطع ناقص) يعطى بالمعادلتين:

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 \leq 1 ; 0 \leq z \leq C_T$$

قيم الثوابت في المعادلتين إضافة لحجم وكتلة المنطقة معطاة في الجدول (5):

يرسم الفانتوم على المحور z باتجاه الأعلى بحيث يقع مبدأ الإحداثيات تماماً في منتصف قاعدة الجذع والمحور x يمر بالجزء الأيسر من الفانتوم. تمثل الأعضاء والمسافات بين الأعضاء المختلفة بأشكال هندسية من خلال معادلات رياضية، حيث يتم إدخال الأبعاد بوحدة السنتيمتر وبدقة 1/100 أي رقمين بعد الفاصلة العشرية. فيما يلي بعض الأمثلة عن هذه الأعضاء وطريقة تمثيلها باستخدام الكود MCNP:

الجدول (5): قيم الثوابت، حجم وكتلة الجذع بحسب العمر

Phantom	Length (cm)			Volume (cm ³)	Mass (g)
	A _T	B _T	C _T		
Newborn	6.35	4.90	21.60	2,110	2,100
Age 1	8.80	6.50	30.70	5,520	5,530
Age 5	11.45	7.50	40.80	11,000	11,000
Age 10	13.90	8.40	50.80	18,600	18,700
15-AF	17.25	9.80	63.10	33,500	34,500
Adult male	20.00	10.00	70.00	44,000	44,800

$$x^2 + y^2 \leq R_H^2 ; C_T \leq z \leq C_T + C_{HO}$$

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 \leq 1 ; C_T + C_{HO} \leq z \leq C_T + C_{HO} + C_{HI}$$

منطقة الرأس Head

منطقة الرأس مع الرقبة يعبر عنها بعدد من المجسمات الاسطوانية والقطعية وتمثل باستخدام المعادلات التالية:

الجدول(6): قيم الثوابت، حجم وكتلة الرأس بحسب العمر

Phantom	Length (cm)						Volume (cm ³)	Mass (g)
	R _H	A _H	B _H	C _{HO}	C _{HI}	C _{HL}		
Newborn	2.8	4.52	5.78	1.56	7.01	3.99	965	1,020
Age 1	3.6	6.13	7.84	2.30	9.50	5.41	2,410	2,580
Age 5	3.8	7.13	9.05	3.30	10.70	6.31	3,670	4,000
Age 10	4.4	7.43	9.40	4.70	11.68	6.59	4,300	4,710
15-AF	5.2	7.77	9.76	7.70	12.35	6.92	4,900	5,410
Adult male	5.4	8.00	10.00	8.40	13.05	7.15	5,430	6,040

التشخيص الإشعاعي لمنطقة الدماغ، إضافة إلى الجرعة الخارجية الناتجة عن الفحص باستخدام جهاز التصوير CT. اعتمدنا في هذا البحث بروتوكول التصوير لمنطقة الدماغ الموضح في الجدول(7).

الجدول(7) بارامترات التصوير المستخدمة في المسح الإشعاعي لمنطقة الدماغ، ومسح كامل الجسم.

CT Protocol	Tube Potential (kV)	Tube Current (mA)	Rotation Time (sec)	Beam Collimation (mm)	Pitch	Acquisition Slice Thickness (mm)	Reconstructed Slice Thickness (mm)	Table Feed (mm)
Whole Body								
A	120	110	0.8	10	1.75:1	0.625	3.75	17.5
B	120	250	0.5	10	1.75:1	0.625	3.75	17.5
C	120	300	0.5	10	1.75:1	0.625	3.75	17.5
Brain								
D	140	110	0.8	10	1.75:1	0.625	3.75	17.5
E	140	250	0.5	10	1.75:1	0.625	3.75	17.5
F	140	300	0.5	10	1.75:1	0.625	3.75	17.5

في المادة الهدف. m: كتلة العضو الهدف مقدرة بـ k.kg: ثابت التناسب بوحدة $\frac{\text{Gykg}}{\text{MBq s MeV}}$.
¹⁸FDG بالنسبة للنشاطية الإشعاعية للمركب من أجل $\frac{k\lambda \sum n_i E_i \phi_i}{m} = 44 \text{ MBq}$ استخدمت القيمة لمنطقة الدماغ. PET/CT الفحص المدمج

5. النتائج والمناقشة:

يبين الجدول (8) الجرعة الفعالة المحسوبة في هذا البحث والناتجة عن التشخيص باستخدام المركب ¹⁸FDG ومنظومة تصوير مدمج PET/CT.

4. أسلوب البحث وطريقة العمل

تم بناء نموذج MIRD الرياضي باستخدام الكود MCNP، كما جرت دراسة الجرعة الممتصة في الاعضاء الداخلية والناتجة عن الجرعة الداخلية المودعة من قبل المركب ¹⁸FDG المستخدم في

بلغ طول منطقة المسح للدماغ 15 cm عند التصوير المحوسب CT. بالنسبة للجرعة الداخلية اعتمدنا على العلاقة التالية [7], [2]:

حيث: D: الجرعة الممتصة مقدرة بـ Gy. \bar{A} : النشاطية الإشعاعية التراكمية بـ (MBq s)

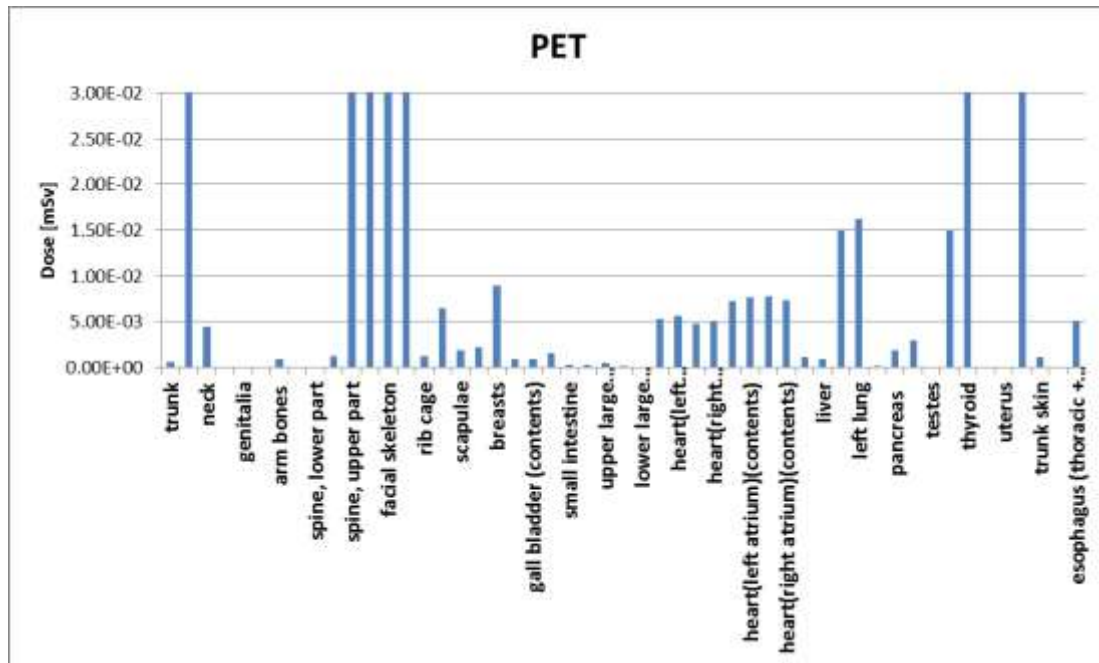
n_i : عدد الجسيمات ذات الطاقة E_i الناتجة عن كل انتقال نووي، ϕ_i : الجزء من الطاقة الممتصة

الجدول (8) الجرعة الفعالة المحسوبة في هذا البحث والنتيجة عن التشخيص باستخدام المركب ^{18}FDG ومنظومة تصوير مدمج .PET/CT

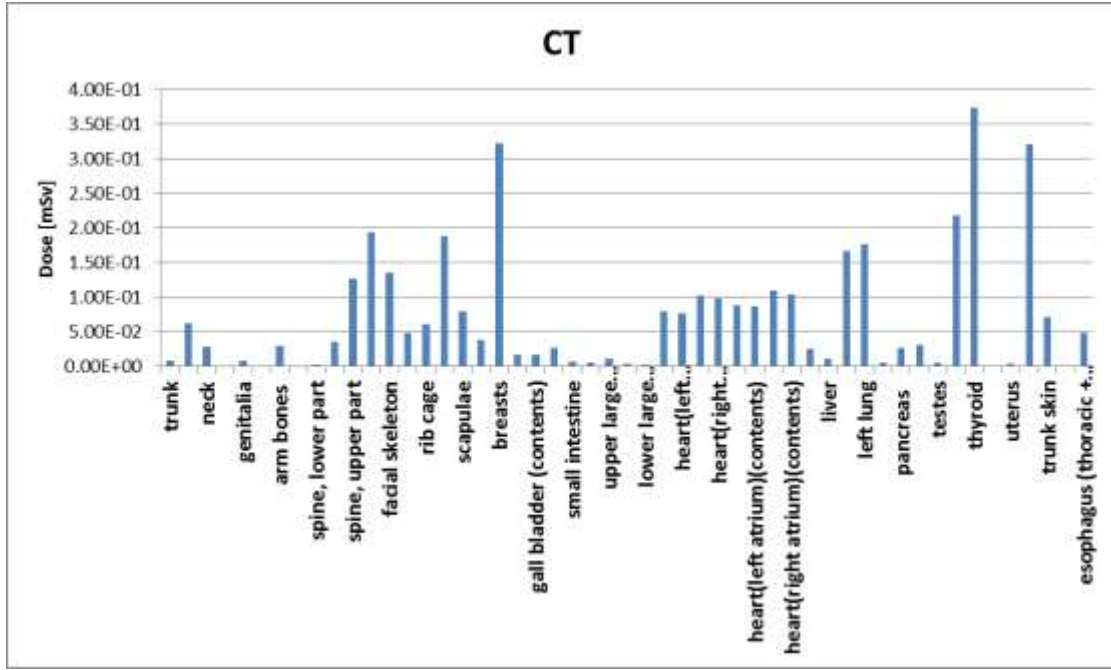
نوع الفحص	الجرعة الفعالة الناتجة عن جهاز التصوير المحوسب CT [mSv]	الخطأ النسبي المسجل %	الجرعة الفعالة الداخلية الناتجة عن المركب ^{18}FDG في التصوير بـ PET [mSv]	الخطأ النسبي المسجل %	الجرعة الفعالة الكلية الناتجة عن التصوير المدمج PET/CT [mSv]
^{18}FDG PET/CT Brain	3.68	4.57%	0.844	7.48%	4.53±6%

المحوسب CT لمنطقة الدماغ. ويبين الشكل(5) توزع الجرعة الكلية الناتجة عن التصوير المحوسب CT والتصوير الومضاني PET باستخدام مركب ^{18}FDG لمنطقة الدماغ.

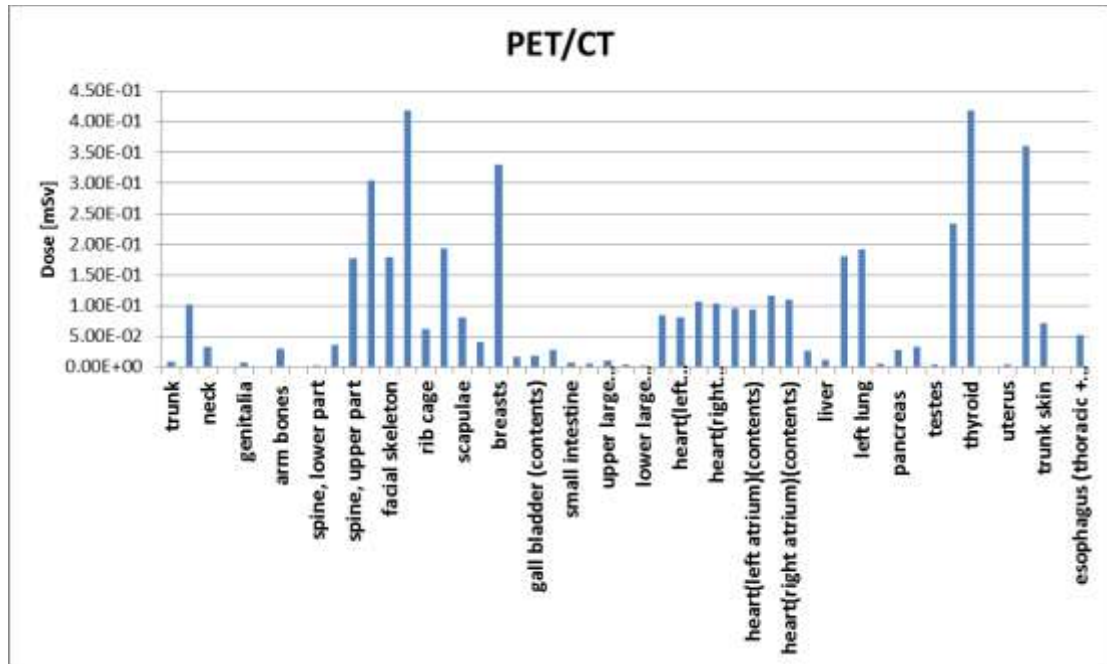
في حين يبين الشكل(3) توزع الجرعة الفعالة في الأعضاء الداخلية عند التصوير الومضاني للدماغ بالمركب ^{18}FDG ، ويوضح الشكل(4) توزع الجرعة الفعالة في الأعضاء الداخلية عند التصوير



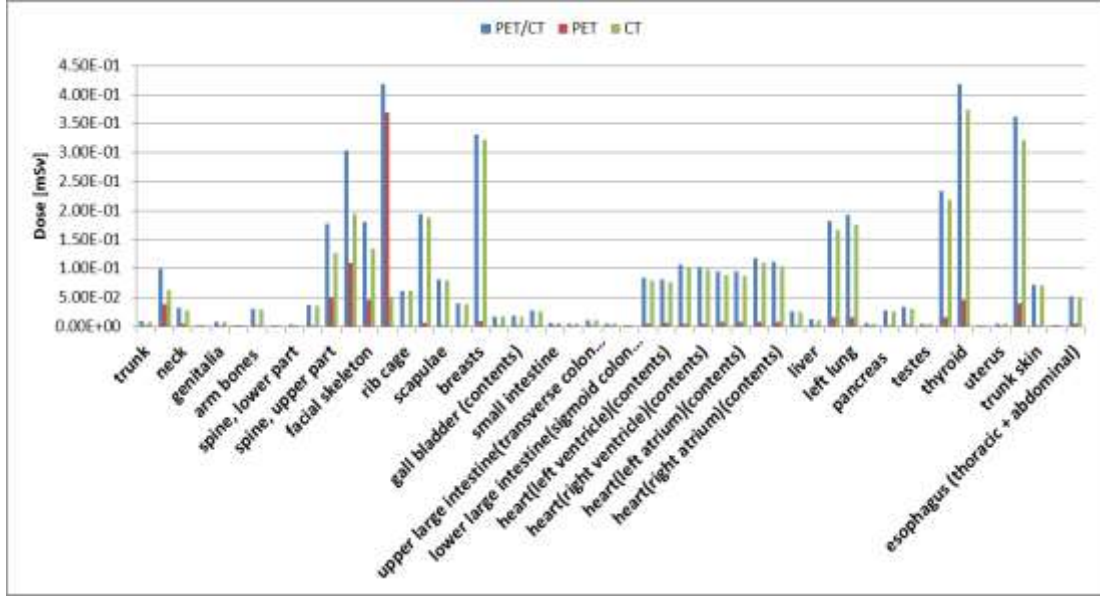
الشكل(3) توزع الجرعة الفعالة في الأعضاء الداخلية عند التصوير الومضاني للدماغ بالمركب ^{18}FDG



الشكل(4) توزيع الجرعة الفعالة في الأعضاء الداخلية عند التصوير المحوسب CT لمنطقة الدماغ



الشكل(5) توزيع الجرعة الفعالة في الأعضاء الداخلية عند التصوير المدمج PET/CT لمنطقة الدماغ



الشكل (6) مساهمة كل من الجرعة الفعالة الخارجية الناتجة عن التصوير المحوسب CT (اللون الأخضر) والجرعة الفعالة الداخلية الناتجة عن التصوير الومضاني PET باستخدام مركب ^{18}F FDG (اللون الأحمر) في الجرعة الكلية (اللون الأزرق) عند التصوير

الدمج PET/CT.

أما توزع الجرعة الفعالة الكلية عند استخدام التصوير المدمج PET/CT، الشكل (5)، يلاحظ أن أعظم قيمة للجرعة الفعالة تكون في منطقة الدماغ 0.418 mSv ، والغدة الدرقية 0.419 mSv ، يليهما منطقة جلد الرأس والرقبة حيث تبلغ الجرعة الفعالة 0.362 mSv ثم منطقة الصدر 0.331 mSv .

6. الخلاصة

مما سبق نستنتج أن الجرعة الفعالة في حالة التصوير المدمج PET/CT أعلى بحوالي 4-5 مرات من الجرعة الفعالة الناتجة عن الأشعة الكونية والمسموح بها لعموم الناس (1 mSv)، لذلك من الضروري تخفيض هذه الجرعة قدر الإمكان عن طريق تحسين بروتوكول التصوير المستخدم من خلال ضبط كمية النشاط النوعي للمركب الصيدلاني المستخدم لوحدة الوزن إضافة إلى تعديل بارامترات التصوير المحوسب CT بما يتناسب مع وزن وعمر المريض

نستنتج من الجدول (8) أن أعلى قيمة للجرعة الفعالة بلغت 3.68 mSv الناتجة عن جهاز التصوير المحوسب CT، بينما بلغت الجرعة الفعالة حوالي 0.844 mSv نتيجة التصوير الومضاني باستخدام مركب ^{18}F FDG لمنطقة الدماغ. يبين الشكل (3) والشكل (4) توزع الجرعة الفعالة في الاعضاء الداخلية عند التصوير الومضاني للدماغ بالمركب ^{18}F FDG و التصوير المحوسب CT على الترتيب. من الشكل (3) نجد أن القيمة العظمى للجرعة الفعالة في منطقة الدماغ وتبلغ حوالي 0.396 mSv يليه عظام الفحف 0.11 mSv ، ثم الجزء العلوي من العمود الفقري وفيه الجرعة الفعالة 0.511 mSv . بينما في حالة التصوير المحوسب CT لمنطقة الدماغ، الشكل (4)، نلاحظ أن أعلى قيمة للجرعة الفعالة في الغدة الدرقية 0.374 mSv يليها منطقة الصدر حيث بلغت قيمة الجرعة الفعالة فيها حوالي 0.322 mSv ، ثم منطقة الجلد للرأس والرقبة 0.321 mSv ، ثم الغدة التيموسية 0.219 mSv .

المراجع

- [1] A.M.J. Paans. Positron emission tomography. Department of Nuclear Medicine & Molecular Imaging, University Medical Center Groningen, The Netherlands.
- [2] Kaushik, et al.: Patient Dose during PET/CT Investigations. Journal of Cancer Research and Therapeutics - July-September 2013 - Volume 9 - Issue 3 .
- [3] X-5 Monte Carlo Team. April 24, 2003. MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 : Los Alamos National Laboratory. LA-CP-03-0245 (April 24, 2003).
- [4] Qing Liang .A dissertation submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy:Patient-specific CT dose determination from CT images using Monte Carlo simulations . University of Wisconsin-Madison (2013).
- [5] DONGYOUL LEE .December 2011.simulation and analysis of human phantoms exposed to heavy charged particle irradiations using the particle and heavy ion transport system (phits): in partial fulfillment of the requirements for the degree of MASTER OF SCIENCE .Texas A&M University .December (2011).
- [6] Mird.description of the mathematical phantoms [available at] <http://crpk.ornl.gov/resources/mird.pdf>. accessed 20/3/2020.
- [7] Stabin MG, Tagesson M, Thomas SR, Ljungberg M, Strand SE. Radiation Dosimetry in Nuclear Medicine. Appl Radiat Isot 1999;50:73-87.